

# BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

**Aktenzeichen:** 103 11 627.3

**Anmeldetag:** 14. März 2003

**Anmelder/Inhaber:** Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

**Bezeichnung:** Verfahren und Vorrichtung zur Ermittlung und Dokumentierung von applizierten Röntgenbelichtungswerten

**IPC:** H 05 G, A 61 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 2. Dezember 2003  
**Deutsches Patent- und Markenamt**  
Der Präsident  
Im Auftrag



Letang

## Beschreibung

Verfahren und Vorrichtung zur Ermittlung und Dokumentierung von applizierten Röntgenbelichtungswerten

5

Die Erfindung betrifft ein Verfahren sowie eine Vorrichtung zur Ermittlung und Dokumentierung der für eine Röntgenaufnahme oder Röntgenaufnahmesequenz durch eine Röntgendiagnostikeinrichtung applizierten Röntgenbelichtungswerten.

10

Die Entwicklungen von Röntgensystemen in der Angiographie, Fluoroskopie, Kardiologie und der Skelettradiographie der letzten Jahre hatten als eine wesentliche Komponente die Verbesserung des Workflows, d.h. die Optimierung der Arbeitsabläufe vor, während und nach der Untersuchung. Verbesserungen wurden beispielsweise durch die Einbindung von RIS-/HIS-Systemen bzw. von PACS-Systemen erzielt. Die automatische Positionierung der Systeme aufgrund des gewählten Organprogramms ist ein weiteres Beispiel für die Verbesserung des Workflows.

20

In der Figur 1 ist eine aus der DE 195 27 148 C1 bekannte Röntgendiagnostikeinrichtung mit einem ersten Stativ 1, an dem höhenverstellbar ein Röntgenstrahler 2 angebracht ist, der eine kegelförmige Röntgenstrahlung 3 erzeugt, die durch eine Tiefenblende 4 begrenzt ist und ein Objekt 5, beispielsweise einen Patienten durchdringt. An einem zweiten Stativ 6 ist ein Röntgendetektor 7 derart befestigt, dass er in seiner Höhe auf den Röntgenstrahler 2 ausgerichtet ist, dass die durch das Objekt 5 geschwächte Röntgenstrahlung 3 auf den Röntgendetektor 7 fällt. Vor dem Röntgendetektor 7 ist ein Streustrahlenraster 8 angeordnet.

30

Eine Systemsteuerung 9 erzeugt die notwendigen Takt und Steuersignale für die Röntgendiagnostikeinrichtung, die über Steuer- und Datenleitungen 10 den übrigen Komponenten der Röntgendiagnostikeinrichtung zugeführt werden. Ein Hochspan-

35

nungsgenerator 11 versorgt die Röntgenröhre des Röntgenstrahlers 2 mit Hoch- und Heizspannung.

Das Ausgangssignal des Röntgendetektors 7 wird einem Bildrechner oder Bildsystem 12 zugeführt, das Rechner, Wandler, Bildspeicher und Verarbeitungsschaltungen aufweisen kann. Das Bildsystem 12 ist zur Wiedergabe der erfassten Röntgenbilder mit einem Kontrollmonitor 13 verbunden.

Für digitale Bildempfänger besteht die Notwendigkeit, ein Maß für die für eine bestimmte Aufnahme oder Aufnahmesequenz applizierte Röntgenbelichtung zu dokumentieren. Dies dient zum einen dazu, die Möglichkeit zu haben, die Belichtungswerte der aktuellen Aufnahme oder Sequenz mit den typischen Belichtungswerten des jeweiligen Organs zu vergleichen und dazu, ein Prüfmittel zu haben, das die Stabilität des Meßsystems gewährleistet.

Die Erfindung geht von der Aufgabe aus, ein Verfahren und eine vor der eingangs genannten Art derart auszubilden, dass automatisch die für eine Röntgenaufnahme oder Röntgenaufnahmesequenz durch eine Röntgendiagnostikeinrichtung applizierte Röntgenbelichtungswerte aus aktuellen Bilddaten ermittelt und dokumentiert werden kann.

Die Aufgabe wird für ein Verfahren erfindungsgemäß durch die Merkmale des Patentanspruchs 1 gelöst. Durch die Bestimmung einer festgelegten Region, sowie einer ROI aus dem tatsächlich belichteten Bereich des Detektors, der aufgrund von Einblendungen kleiner als die aktive Fläche des Detektors sein kann, erhält man einen Wert, der als Indikator der verwendeten Röntgenbelichtungswerte dienen kann. Dieser Röntgenbelichtungswert steht mit der Röntgendosis in Zusammenhang. Die Berechnung dieses Wertes geschieht dabei aus dem digitalen Bild.

Der Vorteil dieses Verfahrens liegt darin, dass anders als bisher beispielsweise für analoge Systeme üblich nicht nur die verwendeten Belichtungswerte wie Röhrenspannung (kV) und Strom-Zeit-Produkt (mAs) angegeben werden können, sondern direkt aus dem Bild ein Wert extrahiert werden kann, der mit den entsprechenden Belichtungswerten für dasselbe Organ in direkten Zusammenhang gestellt werden kann. Dies erlaubt sowohl Stabilitätsmessungen des Systems über lange Zeiten, als auch die sofortige Kontrolle der aktuellen Aufnahme durch Vergleich mit bekannten typischen Werten für dieses Organ. Durch die Nutzung der digitalen Bildinformationen erhält man eine Kontrolle der verwendeten Röntgenbelichtungswerte.

Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn zur Bestimmung eines interessierenden Bereiches gemäß Schritt b) die bestrahlte Bildregion in mehrere, beispielsweise neun gleich große Teilflächen unterteilt wird, wobei jeweils drei Unterteilungen in jeder Dimension erfolgen.

Erfindungsgemäß kann als interessierender Bereich die mittlere Teilfläche ausgewählt werden.

In vorteilhafter Weise kann eine beliebige zusammenhängende oder nicht-zusammenhängende Kombination von ROI-Teilflächen zur weiteren Berechnung verwendet werden.

Dabei können die Grauwerte der Teilflächen unterschiedlich gewichtet werden.

Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn zur Berechnung eines die ROI repräsentierenden Wertes gemäß Schritt c) eine Mittelwertbildung aller Pixelwerte durchgeführt wird. Dabei kann der arithmetische, geometrische oder harmonische Mittelwert bestimmt werden. Alternativ können ein Median aller Pixelwerte gebildet oder die niedrigsten und die größten Grauwerte abgeschnitten werden, bevor die Bestimmung des Mittel-

werts aus den restlichen der Grauwerte aller Pixelwerte gebildet wird (truncated mean).

Eine Verknüpfung der unabhängig bestimmten Messwerte zur Umrechnung der normierten Werte auf eine physikalische Einheit gemäß Schritt f) kann erfindungsgemäß mittels eines Modells auf eine physikalische Einheit (z.B. Dosis) erfolgen, wobei für einen verwendeten kV-Wert und eine angenommene Strahlauhärtung durch Filterungen und Patienten das Spektrum aufgrund des Modells, das den Detektor trifft, und/oder die am Eingang des Detektors auftreffende Systemdosis ermittelt wird.

Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn die Bestimmung mittels Interpolation aus einem Raster von Messungen und dem tatsächlichen kV-Wert, Signal und der geschätzten Strahlauhärtung (Filterung) berechnet werden.

Erfindungsgemäß kann die Verknüpfung einen mathematischen Zusammenhang darstellen, der aus unabhängig bestimmten Kalibrierdaten die Beziehung zwischen Normwert und Dosis als lineare Abbildung herstellt.

In vorteilhafter Weise kann das Verfahren auf die Originaldaten, die noch keiner organabhängigen bzw. klinischen Bildnachverarbeitung unterzogen wurden, oder auf weiterverarbeitete Bilddaten, die einer organabhängigen bzw. klinischen Bildnachverarbeitung unterzogen wurden, angewendet werden, wobei zur Ermittlung des ursprünglichen, linearen Signalwertes die Bildverarbeitung invers gerechnet wird.

Die Aufgabe wird für eine Vorrichtung erfindungsgemäß durch die Merkmale des Patentanspruchs 18 gelöst.

Erfindungsgemäß kann die ersten Rechenmitteln zur Ermittlung eines die Graustufen eines Röntgenbildes in der ROI repräsentierenden Werts eine Mittelwertstufe sein.

In vorteilhafter Weise kann die Messvorrichtung zur Bestimmung von unabhängigen Messwerten die verwendeten kV-, mAs-Werte und Filterwerte ermitteln.

- 5 Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn die zweite Rechenmitteln zur Verknüpfung der normierten Werte und der Messwerte eine Verknüpfung der normierten Werte auf eine physikalische Einheit durch Umrechnung aufgrund von Modellbildung durchführen.

10

Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn die zweiten Rechenmitteln derart ausgebildet sind, dass die durchgeführte Verknüpfung eine lineare Abbildung darstellt, die aus unabhängig bestimmten Kalibrierdaten die Beziehung zwischen Normwert und Dosis herstellt

15

Die Erfindung ist nachfolgend anhand von in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

20

Figur 1 eine bekannte Röntgendiagnostikeinrichtung,

Figuren 2 und 3 ein Beispiel zur Bestimmung einer ROI (region of interest) für ein zentrales Drittel,

25

Figuren 4 und 5 ein Beispiel zur Bestimmung einer ROI für eine gedrehte Einblendung,

30

Figur 6 ein Beispiel zur Bestimmung eines Clusters von ROIs (regions of interest) aus 36 Teilflächen,

35

Figur 7 die erfindungsgemäße Ausbildung des Bildsystems gemäß Figur 1 und

Figur 8 die erfindungsgemäßen Verfahrensschritte.

Anhand der Figuren 2 und 3 wird nun die erfindungsgemäße Auswertung der Bildregion, die Bestimmung von interessierenden Bereichen (ROIs) für eine weitere Berechnung der Röntgenbelichtungswerte, näher erläutert. Zunächst wird die Position und Größe von der projizierten Röhren-seitigen Tiefenblende 4 definierte Bildregion 15 ermittelt, die eine Bestrahlung nur eines Teils der aktiven Fläche 14 darstellt. Dazu eignen sich bekannte automatische oder manuelle Verfahren.

So können beispielsweise nicht dargestellte Geber an der Tiefenblende 4 vorgesehen sein, die deren Stellung dem Bildsystem 12 melden, das daraus die bestrahlte Fläche des Röntgendetektors 7 ermittelt. Es kann aber auch in dem Bildsystem 12 eine Vorrichtung vorgesehen sein, die aufgrund der Ausgangssignale des Röntgendetektors 7 die Bildpunkte ermittelt, die von Direktstrahlung getroffen werden, wie dies beispielsweise in der DE 197 42 152 A1 beschrieben ist.

Auf einem Teil der bestrahlten Bildregion 15 ist die Abbildung des untersuchten Objektes 16 zu erkennen.

Die derart bestimmte Bildregion 15 wird in jeweils neun gleich große Teilflächen 17 unterteilt, wobei drei Unterteilungen in jeder Dimension ( $a \times b = 3 \times 3$ ) erfolgen. Die Teilflächen 17 weisen also die Abmessungen von  $1/3a \times 1/3b$  auf. Der zentrale Bereich wird als interessierender Bereich ROI 18 (region of interest) zur weiteren Verarbeitung herangezogen.

In den Figuren 4 und 5 ist ein weiteres Beispiel zur Bestimmung einer ROI 18 dargestellt. Hier wird ebenfalls das zentrale Drittel in beiden Dimensionen lediglich bei einer gedrehten Einblendung verwendet. Es ist also der gleiche Sachverhalt lediglich mit dem Unterschied dargestellt, dass eine gedrehte Position der Tiefenblende berücksichtigt wird.

In der Figur 6 ist die gleiche Einstellung wie beim Gegenstand der Figur 5 wiedergegeben. Sie zeigt ein drittes Beispiel zur Bestimmung eines Clusters von ROIs (regions of interest) für die weitere Berechnung der Röntgenbelichtungswerte. Es wurde nur eine feinere Unterteilung der Bildregion 15 vorgenommen. In dem dargestellten Falle wurden 6x6 Teilflächen 19 gebildet. Je nach Größe und Form des Objekts können aber auch beispielsweise 20x30 oder 50x50 Teilflächen 19 vorgesehen sein.

Aus diesen Teilflächen 19 wird nun eine ROI 20 ausgewählt, die aus einer beliebigen Kombination von ROI-Teilflächen 21 gebildet sein kann. Dabei können diese zu Clustern kombinier-  
ten ROI-Teilflächen 21 wie dargestellt zusammenhängend sein. Es kann aber auch eine beliebige nicht-zusammenhängende Kombination von ROI-Teilflächen 21 zur weiteren Berechnung verwendet werden. Dieses Verfahren, kleinere Einteilungen zu definieren und dann wieder in Form von Clustern zu kombinieren, dient dem Zweck, den für die Messung wichtigen Teil des Organs möglichst gut zu umschreiben.

Anstelle der dargestellten rechteckförmigen Teilflächen 17 und 19 können auch durch Schrägprojektionen trapezförmige Teilflächen erstellt werden. Eine Unterteilung ist - analog zu den Figuren 3, 5 und 6 - beispielsweise in Form einer 3-Teilung jeder der 4 Kanten vorzunehmen, die gegenüberliegenden Punkte zu verbinden und die mittlere Fläche für die Auswertung zu verwenden. Auch hier lässt sich eine Verallgemeinerung auf mehrere und kleinere Flächeneinheiten vornehmen

Nach dieser Bestimmung und Auswahl der ROIs erfolgt eine Weiterverarbeitung und Berechnung eines Röntgenbelichtungswert. Als einfachste Methode ist die Mittelwertbildung, beispielsweise die Bildung von arithmetischen Mittelwerten, aller Pixelwerte zu nehmen. Der so berechnete Wert ist die gesuchte Größe, die zur Anzeige gebracht wird und als Maß für den Röntgenbelichtungswert gilt.



Zur Mittelwertbildung kann auch der geometrische oder harmonische Mittelwert bestimmt werden. Auch kann ein Median statt des Mittelwertes Verwendung finden. Ebenfalls ist eine sogenannte abgeschnittene Mittelwertbildung ("truncated mean") denkbar, bei der die niedrigsten Grauwerte, beispielsweise 10%, und die größten Grauwerte, ebenfalls 10% aller Grauwerte, vor Bestimmung des Mittelwerts aus den restlichen 80% der Grauwerte abgeschnitten, d.h. unterdrückt werden.

Mittels einer Normierung eines derart bestimmten mittleren, eine ROI repräsentierenden Grauwertes auf einen maximal möglichen Signalwert erhält man eine relative Darstellung dieses Werts als eine prozentuale Größe.

Durch eine Verknüpfung dieses Normwertes mit unabhängig bestimmten Messwerten kann der Messwert mittels eines Modells auf eine physikalische Einheit, beispielsweise die Dosis, umgerechnet werden kann. Bei der Verknüpfung kann es sich z.B. um einen mathematischen Zusammenhang handeln, der aus unabhängig bestimmten Kalibrierdaten die Beziehung zwischen Normwert und Dosis beispielsweise als lineare Abbildung herstellt. So kann für den verwendeten kV-Wert und eine angenommene Strahlaufhärtung durch Filterungen und Patienten - dies geht nur mittels eines Modells - auf das Spektrum geschlossen werden, das den Röntgendetektor 7 trifft. Mittels anderweitig bestimmter Signalwerte, die bestimmten Spektren und gemessenen Röntgendosen entsprechen, kann dann die ungefähre Systemdosis - die Dosis, die am Eingang des Röntgendetektors 7 eintrifft - angegeben werden. Die Bestimmung muss mittels Interpolation aus einem Raster von Messungen und dem tatsächlichen kV-Wert, Signal und der geschätzten Strahlenaufhärtung (Filterung) berechnet werden.

Bei einer Kombination von mehreren ROIs kann die Mittelwertbildung folgenderweise durchgeführt werden:

- Mittelwert, Median, etc. aus allen ROIs bzw. ROI-Clustern oder
  - unterschiedliche Wichtung der Mittelwerte, Mediane, "truncated mean" aus den verschiedenen ROIs zur Verarbeitung
- 5 des endgültigen Werts
- Beispiel: gesuchter Wert (Röntgenbelichtungswert) = 50%  
des Mittelwerts der ROI1 + 25% des Mittelwerts der ROI2 +  
25% des Mittelwerts der ROI3

10 Als digitale Bilddaten, die zur Analyse verwendet und für die Berechnung herangezogen werden, stehen zwei Möglichkeiten zur Verfügung:

- Original-Bilddaten, die noch keiner organabhängigen bzw. klinischen Bildnachverarbeitung unterzogen wurden. Häufig
- 15 sind die Bilddaten linear zu dem detektierten Signal. In jedem Falle stehen die Bilddaten in einem direkten Bezug zur applizierten Dosis.
- Weiterverarbeitete Bilddaten, bei denen es sich um bereits klinisch weiter verarbeitete Bilder handelt, wobei die
- 20 Weiterverarbeitung beispielsweise nicht-lineare Gradationskurven, Filterungen und ähnliches umfassen können. Um in diesen Fällen auf den ursprünglichen, linearen Signalwert in der ROI zu gelangen, wird die Bildverarbeitung invers gerechnet. Dies erlaubt auch aus dem verarbeiteten
- 25 Bild nachträglich den gewünschten Wert zu extrahieren.

In der Figur 7 ist eine erfindungsgemäße Vorrichtung in dem Bildsystem 12 wiedergegeben. Sie besteht aus einer Vorrichtung 22 zur Ermittlung der bestrahlten Bildregion, der das

30 Ausgangssignal des Röntgendetektors 7 an einem ersten Eingang 23 zugeführt wird. Wird über nicht dargestellte, an der Tiefenblende 4 angebrachte Geber die Stellung der Tiefenblende 4 erfasst, so kann das Ausgangssignal der Geber über einen

35 zweiten Eingang 24 der Vorrichtung 22 zur Ermittlung der bestrahlten Bildregion 15 zugeführt werden. Die Vorrichtung 22 kann jedoch auch, wie bereits erwähnt, derart ausgebildet sein, dass sie aufgrund des bestrahlten Teiles der aktiven

Fläche 14 des Röntgendetektors 7 die bestrahlte Bildregion 15 selbständig ermittelt. Dann entfällt dieser zweite Eingang 24.

- 5 Das Ausgangssignal des Röntgendetektors, dass der den Grauwerten der Bildpunkte oder Pixel der Bildregion 15 entspricht, wird dann einer Vorrichtung 25 zur Bestimmung einer ROI 18 oder 20 zugeführt. Die Graustufenwerte der Bildpunkte innerhalb der ROI 18 oder 20 werden ersten Rechenmitteln 26  
10 zugeführt, die einen die Graustufen eines Röntgenbildes in der ROI 18 oder 20 repräsentierenden Wert ermitteln. Dies kann eine der bereits beschriebenen Mittelwertbildungen sein. Das Ausgangssignal der Rechenmittel 26 wird einer Normierungsvorrichtung 27 zugeführt, die den Mittelwert mit einem  
15 Normwert vergleicht, der beispielsweise den maximal möglichen Signalwert entspricht. Dadurch erhält man eine relative Darstellung des Wertes als prozentuale Größe.

- Weiterhin weist das Bildsystem 12 eine Messvorrichtung 28 zur  
20 Bestimmung von unabhängigen Messwerten, wie beispielsweise der verwendeten kV-, mAs-Werte und Filterwerte, auf. Die Ausgangssignale der Normierungsvorrichtung 27 so wie der Messvorrichtung 28 werden zweiten Rechenmitteln 29 zugeführt, die eine Verknüpfung der normierten Werte auf eine physikalische  
25 Einheit durch Umrechnung durchführen. Dies kann, wie bereits beschrieben, durch eine Modellbildung erfolgen. Diese verknüpften Werte werden in Speichermitteln 30 zur Dokumentation abgelegt und den einzelnen Bildern oder Bildfolgen zugeordnet.

30

- In der Figur 8 ist nun der Ablauf des erfindungsgemäßen Verfahrens verdeutlicht. In einem ersten Schritt a) wird aus dem gesamten Ausgangssignal der aktiven Fläche 14 des Röntgendetektors 7 die bestrahlte Bildregion 15 ermittelt. Als weiterer Schritt b) wird die ROI 18 bzw. 20 innerhalb der Abbildung des Objektes bestimmt, wie dies beispielsweise anhand  
35 der Figuren 2 bis 6 erläutert wurde. Anschließend werden in

5 einem Schritt c) die Graustufen eines Röntgenbildes in dieser bestimmten ROI 18 bzw. 20 repräsentierenden Grauwerte berechnet. Dies erfolgt, wie bereits oben ausgeführt, beispielsweise durch Mittelwertbildung. In einem nachfolgenden Schritt d) wird der gemäß Schritt c) berechnete Grauwert auf einen maximalen Signalwert S normiert.

10 Parallel dazu werden in einem Schritt e) unabhängige Messwerte der Röntgendiagnostikeinrichtung bestimmt. Diese Messwerte werden mit dem normierten Grauwert verknüpft, um daraus eine physikalische Einheit zu ermitteln (Schritt f)). Dieser Wert wird in einem Schritt g) zur Dokumentation abgespeichert.

## Patentansprüche

1. Verfahren zur Ermittlung und Dokumentierung der für eine Röntgenaufnahme oder Röntgenaufnahmesequenz durch eine Röntgendiagnostikeinrichtung applizierten Röntgenbelichtungswerten aus aktuellen Bilddaten mit folgenden Schritten:

- a) Ermittlung der bestrahlten Bildregion (15),
- b) Bestimmung eines interessierenden Bereiches (ROI - 18, 20),
- c) Berechnung eines die Graustufen eines Röntgenbildes in der ROI (18, 20) repräsentierenden Grauwertes,
- d) Normierung des berechneten Grauwertes auf einen Signalwert (S),
- e) Bestimmung von unabhängigen Messwerten,
- f) Verknüpfung der unabhängig bestimmten Messwerte zur Umrechnung der normierten Werte auf eine physikalische Einheit und
- g) Speicherung der Werte zur Dokumentation.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass zur Bestimmung eines interessierenden Bereiches (18, 20) gemäß Schritt b) die bestrahlte Bildregion (15) in mehrere gleich große Teilflächen (17, 21) unterteilt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass der interessierende Bereich (18) in neun gleich große Teilflächen (17) unterteilt wird, wobei jeweils drei Unterteilungen in jeder Dimension erfolgen.

4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass als interessierender Bereich die mittlere Teilfläche (18) ausgewählt wird.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass eine be-

beliebige Kombination von ROI-Teilflächen (21) zur weiteren Berechnung verwendet wird.

5 6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, da -  
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass eine beliebige nicht-zusammenhängende Kombination von ROI-Teilflächen (21) zur weiteren Berechnung verwendet wird.

10 7. Verfahren nach Anspruch 1 bis 5, d a d u r c h  
g e k e n n z e i c h n e t , dass eine beliebige zusammenhängende Kombination von ROI-Teilflächen (21) zur weiteren Berechnung verwendet wird.

15 8. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 7, da -  
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Grauwerte der Teilflächen (17, 21) unterschiedlich gewichtet werden.

20 9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, da -  
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass zur Berechnung eines die ROI (18, 20) repräsentierenden Wertes gemäß Schritt c) eine Mittelwertbildung aller Pixelwerte durchgeführt wird.

25 10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, da -  
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass zur Berechnung eines die ROI (18, 20) repräsentierenden Wertes gemäß Schritt c) ein Median aller Pixelwerte gebildet wird.

30 11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, da -  
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass zur Berechnung eines die ROI (18, 20) repräsentierenden Wertes gemäß Schritt c) die niedrigsten und die größten Grauwerte abgeschnitten werden, bevor die Bestimmung des Mittelwerts aus  
35 den restlichen der Grauwerte aller Pixelwerte gebildet wird.

12.Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, da -  
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass zur Ver-  
knüpfung der unabhängig bestimmten Messwerte zur Umrechnung  
der normierten Werte auf eine physikalische Einheit gemäß  
5 Schritt f) mittels eines Modells auf eine physikalische Ein-  
heit umgerechnet wird.

13.Verfahren nach Anspruch 12, d a d u r c h g e -  
k e n n z e i c h n e t , dass für einen verwendeten kV-  
10 Wert und eine angenommene Strahlaufhärtung durch Filterungen  
und Patienten das Spektrum aufgrund des Modells ermittelt  
wird, das den Detektor trifft.

14.Verfahren nach Anspruch 12 oder 13, d a d u r c h  
15 g e k e n n z e i c h n e t , dass die am Eingang des De-  
tektors auftreffende Systemdosis ermittelt wird.

15.Verfahren nach einem der Ansprüche 12 bis 14,, d a -  
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Be-  
20 stimmung mittels Interpolation aus einem Raster von Messungen  
und dem tatsächlichen kV-Wert, Signal und der geschätzten  
Strahlenaufhärtung berechnet wird.

16.Verfahren nach einem der Ansprüche 12 bis 15,, d a -  
25 d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Ver-  
knüpfung einen mathematischen Zusammenhang darstellt, der aus  
unabhängig bestimmten Kalibrierdaten die Beziehung zwischen  
Normwert und Dosis als lineare Abbildung herstellt.

17.Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 16, d a -  
30 d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass es auf  
die Originaldaten, die noch keiner organabhängigen bzw. kli-  
nischen Bildnachverarbeitung unterzogen wurden, angewendet  
wird.

35

18.Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 16, d a -  
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass es auf

weiterverarbeitete Bilddaten, die einer organabhängigen bzw. klinischen Bildnachverarbeitung unterzogen wurden, angewendet wird, wobei zur Ermittlung des ursprünglichen, linearen Signalwertes die Bildverarbeitung invers gerechnet wird.

5

19. Röntgendiagnostikeinrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 18 mit einem Röntgengerät (1, 2) zur Erzeugung von Röntgenstrahlung (3), einem Röntgendetektor (7) zur Erfassung von Röntgenbildern und Umwandlung in eine elektrische Signalfolge, einem Bildsystem (12) zur Verarbeitung der elektrischen Signalfolge und einer Wiedergabevorrichtung (13), d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass das Bildsystem (12) eine Vorrichtung (22) zur Ermittlung der bestrahlten Bildregion (15), der das Ausgangssignal des Röntgendetektors (7) zugeführt wird, an die eine Vorrichtung (25) zur Bestimmung einer ROI (18, 20) angeschlossen ist, deren Ausgangssignal ersten Rechenmitteln (26) zur Ermittlung eines die Graustufen eines Röntgenbildes in der ROI (18, 20) repräsentierenden Werts zugeführt wird, eine Normierungsvorrichtung (27) zum Vergleich des Rechenwerts mit einem Normwert (S), eine Messvorrichtung (28) zur Bestimmung von unabhängigen Messwerten, zweite Rechenmitteln (29) zur Verknüpfung der normierten Werte und der Messwerte, sowie Speichermittel für die verknüpften Werte aufweist.

25

20. Röntgendiagnostikeinrichtung nach Anspruch 19, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die ersten Rechenmitteln (26) zur Ermittlung eines die Graustufen eines Röntgenbildes in der ROI (18, 20) repräsentierenden Werts eine Mittelwertstufe sind.

30

21. Röntgendiagnostikeinrichtung nach Anspruch 19 oder 20, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die

35



Messvorrichtung (28) zur Bestimmung von unabhängigen Messwerten die verwendeten kV-, mAs-Werte und Filterwerte ermittelt.

22.Röntgendiagnostikeinrichtung nach einem der Ansprüche 19  
5 bis 21,, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t ,  
dass die zweite Rechenmitteln (29) zur Verknüpfung der normierten Werte und der Messwerte eine Verknüpfung der normierten Werte auf eine physikalische Einheit durch Umrechnung  
10 aufgrund von Modellbildung durchführen.

10

23.Verfahren nach einem der Ansprüche 19 bis 22,, d a -  
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die zweiten  
15 Rechenmitteln (29) derart ausgebildet sind, dass die durchgeführte Verknüpfung eine lineare Abbildung darstellt,  
die aus unabhängig bestimmten Kalibrierdaten die Beziehung zwischen Normwert und Dosis herstellt.

## Zusammenfassung

Verfahren und Vorrichtung zur Ermittlung und Dokumentierung von applizierten Röntgenbelichtungswerten

5

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Ermittlung und Dokumentierung der für eine Röntgenaufnahme oder Röntgenaufnahme-sequenz durch eine Röntgendiagnostikeinrichtung applizierten Röntgenbelichtungswerten aus aktuellen Bilddaten mit folgenden Schritten:

10

- a) Ermittlung der bestrahlten Bildregion (15),
- b) Bestimmung eines interessierenden Bereiches (ROI - 18, 20),
- c) Berechnung eines die Graustufen eines Röntgenbildes in der ROI (18, 20) repräsentierenden Grauwertes,
- d) Normierung des berechneten Grauwertes auf einen Signalwert (S),
- e) Bestimmung von unabhängigen Messwerten,
- f) Verknüpfung der unabhängig bestimmten Messwerte zur Umrechnung der normierten Werte auf eine physikalische Einheit und
- g) Speicherung der Werte zur Dokumentation.

15

20

Weiterhin betrifft die Erfindung eine Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens.

25

Figur 7

FIG 1

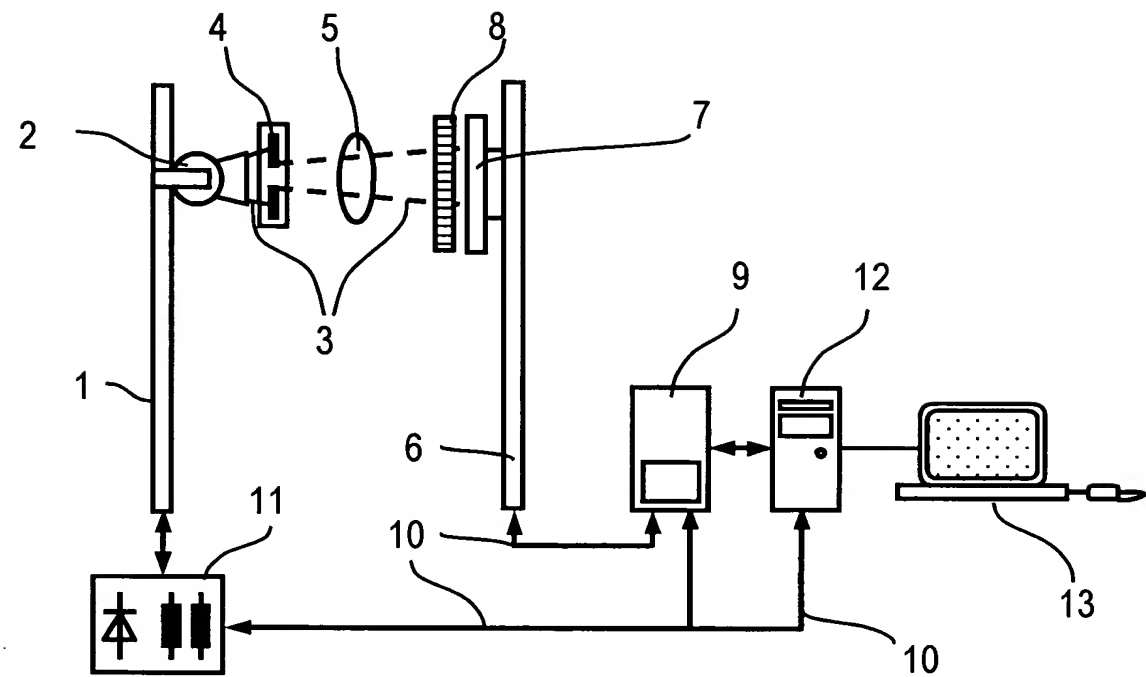


FIG 2

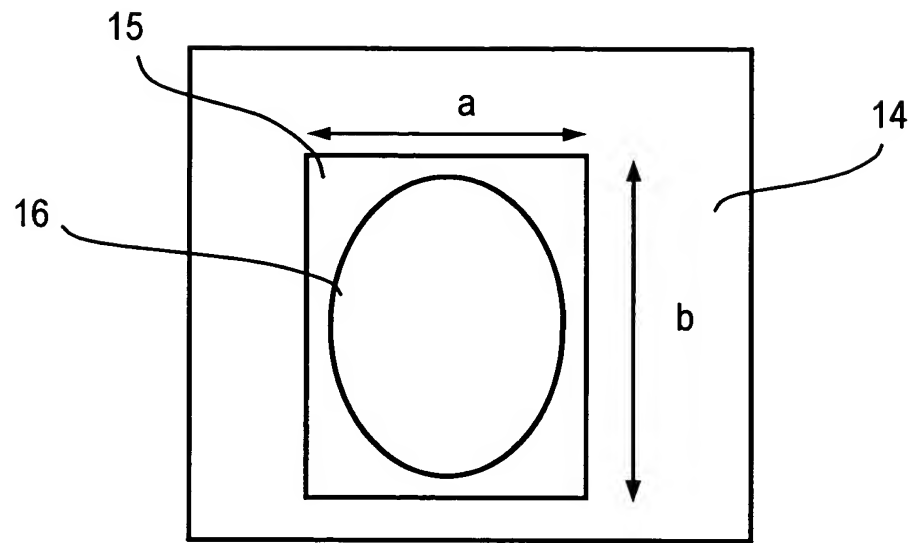


FIG 3

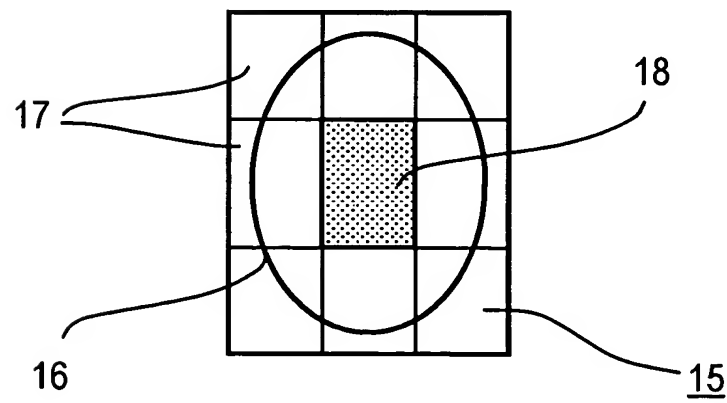


FIG 4

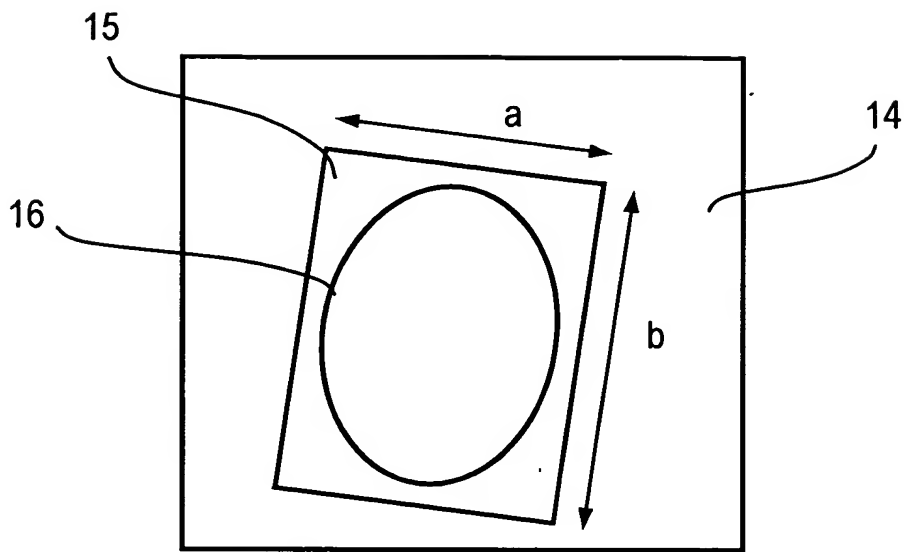


FIG 5

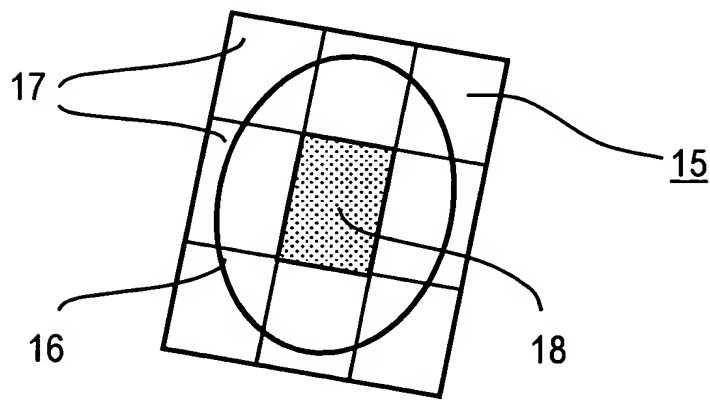


FIG 6

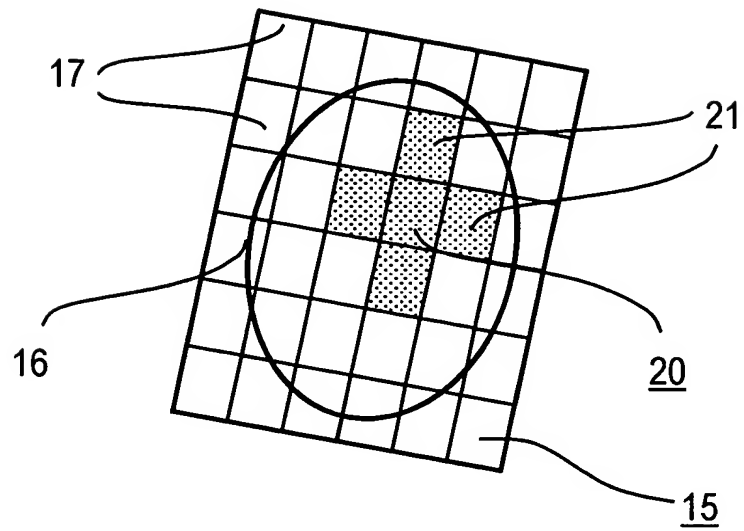


FIG 7

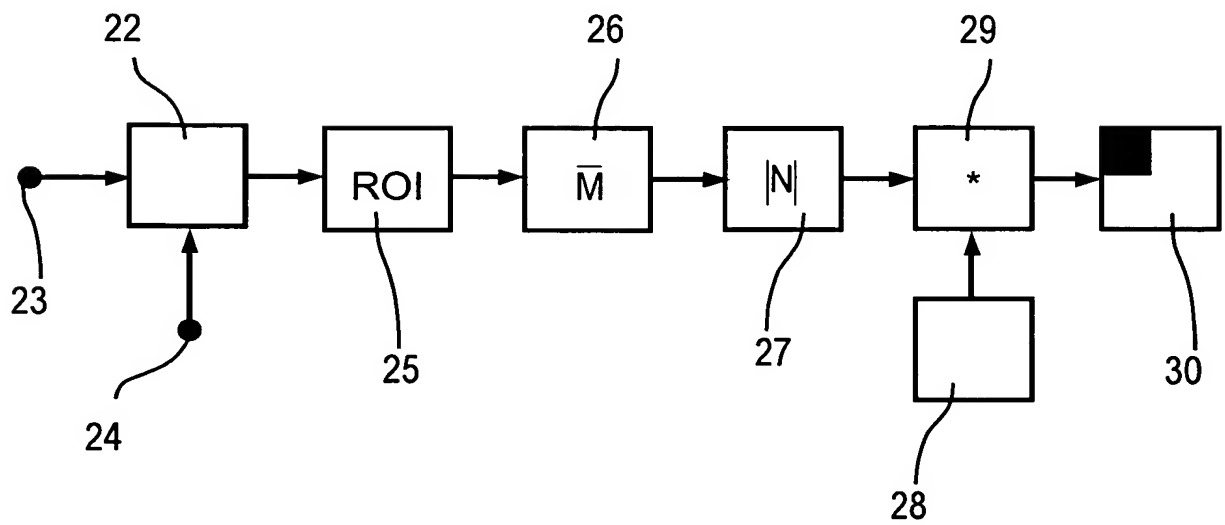


FIG 8

